

ANNEE 1970

THESE

N^o

708

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

P A R

Claude TEIG

Né le 29 janvier 1944 à MONTBRISSON (Loire)

Externe des Hôpitaux de Paris

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE :

MESURE DE LA DUREE DU TEMPS RADIOSCOPIQUE ET DE LA DOSE

AU COURS D'EXAMENS RADIOLOGIQUES DU TUBE DIGESTIF AVEC

ET SANS AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE

Président : M. J. LEFEBVRE, Professeur

EDITIONS MEDICALES



ET UNIVERSITAIRES

40, rue Pascal - PARIS XIIIe

ANNEE 1970

THESE

N^o

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

P A R

Claude TEIG

Né le 29 janvier 1944 à MONTBRISSON (Loire)

Externe des Hôpitaux de Paris

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE :

MESURE DE LA DUREE DU TEMPS RADIOSCOPIQUE ET DE LA DOSE
AU COURS D'EXAMENS RADIOLOGIQUES DU TUBE DIGESTIF AVEC
ET SANS AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE

Président : M. J. LEFEBVRE, Professeur

EDITIONS MEDICALES



ET UNIVERSITAIRES

40, rue Pascal - PARIS XIIIe



A mes Parents,

Amour de la Patrie, amour de la Liberté,

A mes Parents,

qui vous a fait le grand honneur d'accomplir la mission de votre Patrie.

Le témoignage de votre profond respect.

A ma famille,

A mes Parents,

Amour de la Patrie, amour de la Liberté,

A mes amis.

Il vous a toujours servi avec une fidélité absolue, et une grande confiance. Il vous a toujours servi avec une grande confiance. Il vous a toujours servi avec une grande confiance.

Il vous a toujours servi avec une grande confiance. Il vous a toujours servi avec une grande confiance. Il vous a toujours servi avec une grande confiance.

A mes Parents, amour de la Patrie, amour de la Liberté,

qui vous a fait le grand honneur d'accomplir la mission de votre Patrie.

A notre Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Jacques LEFEBVRE,

qui nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette Thèse.

En témoignage de notre profond respect.

A notre Maître,

Monsieur le Professeur Maurice LAVAL-JEANTET,

Il nous a toujours prodigué son enseignement avec une très grande bienveillance, et nous a inspiré ce travail qu'il a bien voulu diriger tout au cours de son élaboration.

Nous le prions de trouver ici l'expression de notre sincère reconnaissance.

A Monsieur le Professeur Jacques BERNARD,

qui nous a accueilli dans son service avec une très grande bienveillance.

A nos Maitres de la Faculté de Médecine de Paris,

A nos Maitres d'Externat dans les Hôpitaux de Paris,

Professeur J. TRICOIRE

Professeur J. DEBEYRE

Professeur R. KUSS

Professeur J. VILLIAUMEY

Professeur M. LAVAL-JEANTET

Docteur D. P. DESPREZ-CURELY

A leurs Assistants et leurs Internes,

En remerciement de leur enseignement.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

A Monsieur DAHAN,

Directeur du C.T.E.R.

qui a bien voulu nous apporter son aide
technique pour la réalisation des
mesures.

A Madame ROGER,

du C.T.E.R.

qui nous a particulièrement aidé pour
l'évaluation pratique des doses.

PLAN

INTRODUCTION

I REVUE DE LA LITTERATURE

II L'APPAREILLAGE RADIOLOGIQUE

III LA MESURE DES DOSES

IV LES RESULTATS

V COMMENTAIRES

VI CONCLUSIONS

INTRODUCTION

Les progrès techniques en radiodiagnostic sont rarement sans contrepartie :

Les films plus sensibles donnent des images moins fines, les machines à développer augmentent la granulation et les exposeurs automatiques éloignent l'objet et la grille du film.

Seul, l'amplificateur de luminance est unanimement salué comme un progrès définitif qui améliore l'image scopique, permet de l'observer en plein jour et de télécommander les tables, et surtout diminue la dose reçue par le patient et par le radiologiste.

Toutefois, les mesures comparatives effectuées, portent le plus souvent sur la comparaison de doses par minute de scopie réalisées sur fantômes ou dans des conditions expérimentales éloignées de celles du travail réel. Nous avons donc cherché à comparer les doses reçues par des examens identiques effectués si possible par le même médecin avec et sans amplificateur de luminance.

L'absence, à l'Hôpital Saint-Louis en 1970 d'amplificateurs de luminance, nous a donné l'occasion d'évaluer les doses reçues avec les méthodes de radioscopie directe.

La comparaison avec les doses délivrées au cours des mêmes examens effectués avec une technique semblable mais sans amplificateur de luminance a été faite sur les tables télécommandées de l'Hôpital Broussais, grâce à l'obligeance du Professeur agrégé Jacques BERNARD.

Après avoir rappelé les études antérieures, nous exposerons les expériences effectuées sur 144 examens au total et les résultats de nos mesures.

Nous avons, enfin, limité nos recherches aux examens digestifs, pour lesquels des systèmes radiologiques très différents demeurent en concurrence, alors que la radiologie vasculaire se pratique dans des conditions semblables ; avec un amplificateur de luminance.

I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Les études de dosimétrie en radiodiagnostic sont très nombreuses, mais souvent difficilement exploitables, en raison de l'imprécision existant quant aux conditions techniques des mesures effectuées.

Les travaux en langue française les plus importants sont ceux de CHASSAGNE (1958) et de LAUGIER (1962).

Il nous a paru nécessaire de les compléter par une revue de données plus récentes qui concernent surtout les doses délivrées par les appareillages modernes comportant un amplificateur de luminance.

Nous avons, enfin, limité nos recherches aux examens digestifs : transit gastro-duodénal et lavement baryté car ils sont fréquemment pratiqués, ils comportent un temps de scopie obligatoire, et ils irradient souvent largement les organes abdominaux et les gonades. La radioscopie pulmonaire et les opacifications vasculaires posent d'autres problèmes qui ne seront pas étudiés ici.

Nous appellerons donc les différents paramètres évalués par les travaux antérieurs :
débit de dose des tubes à rayons X, temps de scopie, surface irradiée, et situation des organes sensibles pour conclure par un bilan des connaissances actuelles de l'irradiation dans le cours des examens digestifs.

I° - Le débit de dose

dépend de l'énergie du rayonnement (KV), de l'intensité (mA) et de la distance du point émetteur à la zone de mesure. Il varie largement d'un appareillage à l'autre, en raison essentiellement de la filtration additionnelle d'Aluminium et de la construction du centreur lumineux. CHASSAGNE (1958) donne une série de courbes qui intègrent tous ces facteurs. Les chiffres publiés par cet auteur concordent avec ceux de BOTDEN (1969).

On peut retenir en moyenne les valeurs suivantes :

KV	R/ min / mA à 75 cm.
50	1,1
60	1,7
70	2,4
80	3,0
90	3,4
100	3,8

Ce débit est considérablement modifié par une filtration additionnelle, ARDRAN et CROOKS ont montré qu'un débit de 20 R/min non filtré tombait à 4 R/min avec 3 mm d'Aluminium.

Il dépend également de la distance du point de mesure à l'anode. Nous citerons quelques chiffres de la littérature à 80 kV :

D F P	débit de dose	auteur
20 cm	60 R/ min	JANKER
35 cm	20 R/ min	JANKER
45 cm	15 R/ min	LARSSON
60 cm	9 R/ min	LARSSON
75 cm	3 R/ min	CHASSAGNE

2° - Le temps de scopie

a surtout été étudié pour des appareillages de scopie conventionnelle et dans le cas d'examen de l'estomac, qui nous intéresse particulièrement :

selon EPP et Collaborateurs (1961) la scopie = 3,46 min en moyenne.

"	STANDFORD et VANCE (1955)	= 3 min
"	OSBORN (1956)	= 7 min
"	ARDRAN (1957)	= 3 min 48 sec.
"	ARNAL (1961)	= 10 min 34 sec.
"	WEILL (1969)	= 4 min.

Les mesures employant un amplificateur de luminance sont moins nombreuses :

ARDRAN	(1969)	= 3 min 53 sec.
SASAKI	(1969)	= 3 min 16 sec.

Le temps de scopie est donc très variable selon le médecin, son expérience et ses habitudes.

Cependant SPALDING a noté une relation entre le nombre d'années d'expérience et les valeurs moyennes de la durée de la radioscopie dans l'examen de l'estomac.

Ainsi un résident de première année fait 8 mn de scopie

un résident de troisième année met 5 à 6 mn.

Avec une expérience de 8 ans la moyenne tombe à 4 mn.

3° - La surface irradiée

est un élément important, car c'est un des seuls moyens de tenter d'évaluer la quantité d'énergie absorbée par le malade. Il est en effet difficile d'apprécier exactement la dose absorbée en rad et en gr. rad.

La tendance actuelle est donc de donner les doses en roentgen x cm^2 exprimant le produit dose d'exposition par surface du champ à la peau. La dose en roentgen/litre qui évalue la dose intégrale absorbée calculée à partir de la dose d'exposition mesurée est moins largement utilisée.

Selon ARNAL et PYCHLAU, sur 505 malades examinés en radioscopie conventionnelle pour radioscopie de l'estomac, la dose -surface moyenne est de 6.670 R. cm^2 , avec des variations selon l'opérateur allant de 3.150 R cm^2 à 7.800 R. cm^2 et pour le lavement baryté de 8.600 R. cm^2 .

Les chiffres d'ARDRAN (1969) sont nettement inférieurs : selon cet auteur, la dose surface pour un transit gastro-duodéal est de : 1292 R. cm^2 avec une scopie conventionnelle, dont 549 R. cm^2 pour la scopie seule, et 919 R. cm^2 avec un amplificateur dont 349 R. cm^2 pour la scopie seule.

La dose délivrée en radiscopie est donc située entre 30 et 50 % de la dose totale que reçoit le malade.

Enfin, récemment VILLAUME en employant un amplificateur de luminance, une filtration de 4 mm d'Al. et une faible intensité (ImA) est parvenu à des valeurs moyennes encore plus faibles (200 R. cm^2 pour le transit gastro-duodéal et 2000 r. cm^2 pour le lavement baryté)

4° - Le problème de la dose en profondeur.

Dans les limites des examens usuels, les doses à la peau ne constituent pas le facteur primordial du risque radiologique.

C'est en effet la dose aux organes hématopoïétiques et aux gonades qui doit être prise, avant, tout, en considération.

Or cette dose dépend également de nombreux facteurs variables :

- éloignement de la source.
- énergie du faisceau
- position du malade par rapport au tube.

a) l'éloignement de la source est un facteur important : pour une dose peau de 1 R à 90 cm, la dose devient 1,3 R à 50 cm. et 1,9 R à 30 cm. alors qu'elle n'est que de 0,9 R à 120 cm.

La distance tube-plan de la table est variable, allant de 120 à 92 cm. sur les appareillages modernes avec amplificateur.

Elle peut être réduite à 60 cm. sur les tables de radioscopie conventionnelle. Ces variations peuvent expliquer dans une large mesure les discordances observées pour l'appréciation des doses par les différents auteurs.

b) l'énergie du faisceau modifie également la dose, et de nombreuses études ont montré que les techniques de radiographie ou de radioscopie en haute tension diminuaient la dose au centre du faisceau.

D'après ARDRAN et CROOKS on peut donner les valeurs suivantes :

kV	Dose peau	Dose à 10 cm. de profondeur dans le champ	Diffusé à 10 cm. de profondeur à 13 cm. du champ
70 kV	1 R	120 mR	2 mR
80	0,7	100	0,7
100	0,5	70	0,5
130	0,2	50	0,5
160	0,2	40	0,7
180	0,3	40	1

Les mesures de BILLINGS donnent des chiffres comparables pour la scopie conventionnelle. Par contre, les évaluations de CHASSAGNE portant sur un amplificateur de luminance Philips montrent que l'élévation de la tension en radioscopie télévisée, à x milliampères constants augmente considérablement les doses à la peau et le rayonnement diffusé. Il convient donc de maintenir à un niveau raisonnable (maximum 100 kV) la tension employée en radioscopie avec amplificateur de luminance. Cet auteur signale d'autre part le fait que sur beaucoup d'appareils de scopie il n'est pas possible de modifier l'intensité (mA), il insiste sur l'intérêt qu'il y aurait ainsi, à augmenter la filtration plutôt que la tension.

c) La position du malade par rapport au tube a été étudiée par HERSTEL qui compare deux types de tables avec amplificateur, l'une avec amplificateur de luminance au dessus, l'autre avec amplificateur de luminance au dessous de la table. Selon cet auteur les doses varient pour un sujet en décubitus, dans le sens d'une augmentation de l'irradiation des gonades dans la position rayons X en haut, amplificateur sous le malade. La dose aux ovaires double et la dose aux testicules est multipliée par 6 à 10. L'auteur conclut que la configuration rayons X au dessous, tube au dessus est la moins dangereuse.

On remarquera toutefois que la position d'un malade n'est nullement fixe au cours d'un examen, et que 50 % du temps de scopie environ pour un estomac s'effectue en procubitus, position où la table avec tube à rayons X en haut reprend l'avantage.

D'autre part la distance tube-malade est en général plus élevée pour les tables avec tube à rayons X en haut que pour la disposition inverse.

Nous reverrons plus loin les résultats de nos mesures dans les deux configurations.

5° - Bilan des mesures retrouvées dans la littérature

Un grand nombre de facteurs interviennent dans l'irradiation du malade au cours d'un examen. La dimension du champ, la filtration, la position du malade sont très variables, et ce fait explique les grandes différences observées entre les différents auteurs.

a) Dose à la peau au cours des examens digestifs.

Au cours du transit gastro-duodénal en radioscopie conventionnelle, AIRTH, sur 600 examens trouve que le temps radioscopique délivre une dose à la peau entre 7 et 12 R en moyenne.

L'étude d'ARNAL donne une moyenne de 8,3 R par examen.

Les valeurs récemment rapportées par WEILL sont nettement supérieures, puisque cet auteur estime à 18 R l'irradiation à la peau au cours d'un transit.

La réduction de la dose obtenue par l'emploi d'un amplificateur de luminescence est diversement appréciée. Si l'on tient compte uniquement du débit de dose nécessaire pour obtenir une bonne image dans les différentes conditions étudiées, le rapport ampli / conventionnel est de l'ordre de 1/5 (WEILL, ARDRAN, CHASSAGNE).

Mais si l'on intègre à la mesure la notion de temps de radioscopie, l'allongement habituel des séquences de scopie télévisée amène à des chiffres peu différents (ARDRAN 1969).

En moyenne la dose à la peau est de 5 à 8 R dans les conditions réelles de l'examen.

Le lavement baryté est un examen qui augmente fortement l'irradiation : la durée de scopie y est plus longue, et la tension employée plus élevée.

Les mesures d'ARNAL donnent des doses-peau de 16 à 22 R en scopie conventionnelle, WEILL donne la valeur de 18 R. et FELDMAN (1958) 25 à 43 R.

L'utilisation d'un amplificateur est susceptible de diminuer assez nettement les doses peau, qui sont 3 à 10 fois plus faibles selon LAUGIER, CHASSAGNE, ARNAL.

b) L'irradiation de la moelle

Les données sur la répartition du tissu hématopoïétique (LAUGIER, DUTREIX), montrent que près de 40 % de la moelle est située dans les os du bassin et la partie supérieure des fémurs.

D'après WOODARD, la répartition moyenne de la moelle chez l'adulte est la suivante :

vertèbres dorsales	14 %
vertèbres lombaires	11 %
bassin	30 %
fémurs	10 %

Les examens digestifs irradient par conséquent une part importante du tissu médullaire.

L'évaluation de YOSHINAGA aboutit, pour les doses à la moelle en radioscopie à 4I g. rad/min en dose intégrale pour le transit gastro-duodéal.

c) dose aux gonades

Elle est différente pour le transit gastro-duodéal, au cours duquel les gonades ne sont pas, habituellement, comprises dans le champ et pour le lavement baryté qui irradie au contraire largement le tissu germinatif.

Les résultats donnés par les différents auteurs sont, là encore, extrêmement variables.

En radioscopie conventionnelle sans amplification l'ordre de grandeur de l'irradiation des gonades est, selon DUTREIX :

IO à 500 mR/min pour les ovaires

I à IOO mR/min pour les testicules

au cours d'une irradiation de l'abdomen.

Les chiffres que l'on peut déduire des mesures de EPP, de WEBSTER, de BILLINGS, et NORWOOD, sont différents :

pour des irradiations au cours d'examens de l'abdomen, avec un champ de 24 x 30 cm. à 70 - 80 kv, les doses moyennes étaient :

IOO à 300 mR/min pour les ovaires

60 à IOO mR/min pour les testicules.

En fait, si les auteurs s'accordent en moyenne pour évaluer les doses aux ovaires à 200 mR par minute de scopie (REBOUL, EPP, BILLINGS) pour une irradiation de l'abdomen (lavement baryté) les doses aux testicules varient considérablement selon la technique :

elles sont plus élevées dans les incidences antéro-postérieures, les grands champs, la haute tension, les faibles distances foyer-peau.

La cause principale de variation dans l'irradiation des testicules est liée à la position relative du malade et du tube.

HERSTEL a pu montrer que l'irradiation testiculaire était en moyenne 8 fois plus forte dans les incidences antéro-postérieures que dans les incidences postéro-antérieures.

Cette notion n'a pas une importance majeure en radiologie digestive, où une moitié de l'examen est faite dans un sens et l'autre partie avec la disposition inverse, mais il peut intervenir en urographie et en artériographie rénale.

En moyenne, selon DUTREIX, NORWOOD, REBOUL, l'irradiation des testicules est le tiers ou le cinquième de l'irradiation des ovaires pour un examen digestif gastrique.

Toutefois dans le cas du lavement baryté, la fréquence avec laquelle les testicules sont directement irradiés augmente sensiblement la dose :

314 mR aux testicules

264 mR à l'ovaire selon REBOUL, chiffres que confirment les mesures de FELDMAN.

L'emploi de l'amplificateur de luminance diminue les doses gonades dans les mêmes proportions que les doses peau :

Soit en moyenne 1/5 de la dose en scopie conventionnelle par minute (WEILL, CHASSAGNE) et en fait une dose presque équivalente si l'on tient compte de la durée réelle du temps scopique (ARDRAN).

Ainsi l'irradiation des gonades au cours des examens digestifs n'est-elle nullement négligeable. Les mesures de LAUGHLIN, et de COOLEY montrent que leur contribution à la dose gonade par individu, reçue en moyenne au cours des examens radiologiques est proche de 20 %.

6° - COMMENTAIRES

La variabilité des doses mesurées est grande (de I à 4 pour l'homme,
de I à 10 pour la femme).

Ces variations sont en partie liées au type d'appareillage employé, au générateur, au local, aux habitudes locales.

On peut toutefois faire les remarques suivantes :

- 1) La dose est plus faible si le tube est à 90 cm. au moins de la table
- 2) Une filtration d'aluminium supplémentaire (Imm au moins) diminue la dose.

- 3) La technique de haute tension est surtout valable pour la radiographie, la réponse des amplificateurs devenant moins bonne au delà de 90 kv alors que la dose scopie augmente considérablement.
- 4) La position relative rayons X - table - amplificateur joue un rôle important seulement si le malade reste toujours en décubitus ou en procubitus, ce qui n'est pas le cas habituel en radiologie digestive.
- 5) Parmi les examens digestifs, le lavement baryté est un des plus dangereux ; il prend les gonades dans le faisceau direct, il irradie bassin et colonne lombaire, zones riches en moelle, enfin il délivre des doses importantes quelle que soit la technique proposée.

TABLEAU RESUME DES MESURES DE LA LITTÉRATURE

	Débit de dose moyen en R/mm	Temps de scopie moyen	Dose-peau moyenne en R	Dose d'Exposition en $R \times cm^2$	Doses-gonades (Hommes) en mR	Doses-gonades (Femmes) en mR
Transit gastroduodénal Scopie conventionnelle	3,6R/mm	3mn30s	12 R	6000	60 à 100	100 à 300
T.G-Duodénal Ampli de luminance	1,2	4mn	5 R	800	15 à 40	60 à 100
Lavement baryté Scopie conventionnelle	5	4mn	20 R	8000	300 à 500	200 à 300
L. Baryté Ampli. de luminance	1,5	4mn	6 R	1200	100 à 300	70 à 100

II

LES APPAREILLAGES RADIOGRAPHIQUES

Les progrès réalisés par l'optique électronique ont permis de mettre au point les amplificateurs de luminance, améliorant ainsi d'une manière importante les conditions de vision de la radioscopie classique. Le but des recherches qui ont conduit à la réalisation des appareils modernes, était d'une part de permettre la radioscopie en salle éclairée, et d'autre part de diminuer la dose de rayonnement X nécessaire pour obtenir l'image radiscopique. Les tubes amplificateurs de luminance ont été rapidement associés à des caméras de télévision qui ont permis d'éloigner l'observateur radioscopique de la source de rayons X et de rendre plus rapide et plus commode le protocole de l'examen. L'accès à la télévision a donc conduit à la conception de la télécommande qui tend actuellement, au moins en France, à se généraliser dans les nouveaux appareillages.

Nous étudierons successivement dans ce chapitre, les possibilités théoriques et les limites des amplificateurs de luminance, de la télévision radiologique, et des tables télécommandées. Dans une seconde partie, les différents types de matériels que nous avons effectivement testés seront décrits.

I - L'AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE

Le tube amplificateur de luminance est un tube à vide dont les fonctions sont doubles ; d'une part convertir les photons X en électrons, d'autre part, par une accélération et une concentration du faisceau d'électrons augmenter la luminance d'un écran secondaire. L'amplificateur sera donc muni à une de ses extrémités d'un écran primaire fluorescent de grandes dimensions (de 16 à 30 cm) avec une plaque photo-sensible jointe à l'écran primaire et appelée photo-cathode. A l'autre extrémité du tube se trouve un écran secondaire de sortie également fluorescent dont le diamètre est de l'ordre du dixième de celui de l'écran primaire. L'écran primaire fluorescent transforme les photons X en photons lumineux, chaque photon X donnant naissance à 5000 ou 6000 photons lumineux. La photo-cathode absorbe les photons lumineux et émet des électrons qui sont accélérés et focalisés par des champs électriques et vont frapper l'écran secondaire. Cet écran possède une fluorescence jaune-verte et l'image recueillie est plusieurs milliers de fois plus lumineuse que celle de l'écran primaire.

Le gain de luminance est le facteur caractéristique le plus important de l'image obtenue sur l'amplificateur. Ce gain est le rapport de la luminance de l'écran secondaire à celle de l'écran radioscopique standard, le débit de dose demeurant identique. Ce gain primitivement de l'ordre de 1000 pour les premiers amplificateurs, est actuellement de 3.000 à 6.000, certains amplificateurs atteignant même 9.000. Plus le gain est important, plus la dose nécessaire pour obtenir une image visible sur l'écran secondaire sera réduite. Toutefois, bien que l'on sache actuellement réaliser des amplificateurs à gain très élevé, il n'est pas possible dans la pratique radioscopique d'utiliser cette propriété en raison de l'intervention de la fluctuation quantique. Cette fluctuation qui est proportionnelle à la racine carrée de l'inverse du nombre de photons, atteint pour les amplificateurs actuels de gain 6.000 une valeur de 7 %. Ceci signifie qu'un détail qui fournit sur l'écran primaire, un contraste inférieur à 7 % restera invisible, perdu dans le fourmillement. L'expérience montre d'ailleurs rapidement que la bonne image sur l'amplificateur exige un nombre de milli-ampères assez élevé en radioscopie. C'est ce facteur qui va limiter les progrès que l'amplificateur pourrait apporter dans le problème de la réduction de la dose au malade.

L'image fournie par l'écran secondaire est alors observée par différents dispositifs :

- l'observation directe par un système optique est possible, elle donne une image d'excellente qualité, mais maintient le risque d'une irradiation du médecin placé à proximité du tube amplificateur.
- la solution la plus répandue actuellement consiste à l'accouplement de l'amplificateur et d'une caméra de télévision, qui introduit une très grande souplesse et une maniabilité particulièrement intéressante.

2 - LA TELEVISION RADIOLOGIQUE

L'application de la télévision à la radiologie permet la transmission des images radioscopiques à distance. Tous les auteurs qui ont étudié le problème de l'application de la télévision à la radiologie, soulignent la possibilité d'une importante réduction de la dose au malade qui est liée, en fait, surtout

à l'emploi de l'amplificateur de luminance. Mais la radioscopie télévisée conduit tout naturellement à la télécommande des tables radiologiques, permettant la protection intégrale du radiologiste.

Les tubes analyseurs d'images ou caméras de télévision sont essentiellement de deux types : le VIDICON, d'utilisation courante

le tube image ORTHICON, plus rarement employé actuellement.

Le VIDICON a été introduit en 1951 et perfectionné depuis sous les noms de STATICON, NORICON et PLUMBICON. La caméra VIDICON est constituée par une cible photo-conductrice de tri-sulfure d'antimoine dont la résistance électrique diminue sous l'effet de l'éclairement incident. Dans ces conditions, des charges électriques accumulées sur la cible vont être effacées par le balayage du faisceau émis par un canon à électrons. La cible peut être assimilée à une pellicule ininterrompue de minuscules condensateurs. Il y aura formation d'un courant modulé du fait de la baisse de résistance des condensateurs et le courant sera d'autant plus fort que l'éclairement incident sur la cible aura été intense. La sensibilité des caméras du type VIDICON est plus faible que celle du tube ORTHICON et SUPER-ORTHICON, et dépend de la finesse du spot du faisceau explorateur. Il existe par ailleurs, une persistance des images lumineuses après l'interruption du signal et cette rémanence est un défaut important de ce type de tube analyseur pour l'étude des mouvements rapides. Les avantages du tube VIDICON viennent de son volume réduit, de sa robustesse et de son faible poids. Toutefois, son emploi est limité à des champs de diamètre moyen et la sensibilité de la caméra VIDICON est relativement faible. On ne pourra donc compter que modérément sur sa présence pour réduire la dose nécessaire à l'obtention d'une image radioscopique lisible.

La caméra ORTHICON mise au point en 1939 par ROSE et perfectionnée largement en 1945, puis en 1960, repose sur un principe différent : la surface sensible de la caméra transforme par effet photoélectrique les photons lumineux provenant de l'image en photons électrons, qui accélérés, vont frapper une très mince couche de verre et y créer des électrons secondaires. Ceux-ci provoquent la formation de charges positives de part et d'autre de la couche de verre. Ces charges sont analysées par le mouvement de balayage du faisceau d'un canon à électrons. Ce faisceau abandonne une quantité de charges électriques né-

gatives proportionnelle au nombre de charges positives présentes sur la plaque de verre. Le nombre de charges positives est lui-même proportionnel à l'intensité de l'éclairement incident. Le signal vidéo module l'onde porteuse qui assure sa transmission jusqu'au récepteur. Les avantages de la caméra ORTHICON viennent d'une part de son poids et de son encombrement, et d'autre part de sa sensibilité très importante qui a même été mise à profit dans certaines installations pour pratiquer de la Télévision radioscopique sans amplificateur de luminance (système télévision Marconi). Enfin, les caméras super-ORTHICON permettent d'observer de très grands champs allant jusqu'à 33 cm.

La caméra ISOCON est un dérivé récemment apparu du tube ORTHICON qui présente les avantages suivants :

- sensibilité accrue par rapport à l'ORTHICON ce qui permet de diminuer la dose,
- haut contraste de l'image et compensation des contrastes excessifs qui évite l'éblouissement,
- enfin réduction de la fluctuation dans les noirs et les gris de l'image qui améliore le rapport signal/bruit.

Cette caméra est actuellement associée à un amplificateur électro-optique DELCALIX à grand champ.

Finalement, la télévision radiologique permet l'observation à distance et la télécommande. L'emploi des caméras VIDICON n'augmente pratiquement pas la sensibilité de la chaîne ampli-T.V., alors que les caméras ORTHICON ont une sensibilité nettement plus élevée et permettent l'observation de champs de grand diamètre.

3 - LES TABLES TELECOMMANDEES

L'existence d'une possibilité d'observation à distance de l'image radioscopique devait conduire dès 1960 à la construction de nombreuses tables télécommandées, dont le but était d'une part d'éloigner le médecin de la source de rayons X en lui donnant une protection intégrale et d'autre part d'augmenter la commodité et la rapidité des examens radiologiques. Les tables télécommandées modernes permettent ainsi le centrage rapide d'un malade, la mise en place automatique des cassettes et la réduction du champ d'irradiation aux dimensions exactes du film utilisé. Leur emploi a tendance actuellement à se généraliser.

Soulignons toutefois que deux montages différents sont possibles

• le montage avec

- le montage avec amplificateur sur le sélecteur au dessus de la table
- le montage avec amplificateur sous la table et tube au dessus.

Les avantages de la télécommande ont été largement soulignés en France par les travaux de CHERIGIE, au Canada par JUTRAS, et au Japon par MATSUDA. Ce dernier auteur, dans une étude systématique comparative des différents procédés disponibles, insiste sur la rapidité et la commodité de l'examen pour le radiologiste, sur la diminution des déplacements du personnel dans la salle d'examen et la protection des exécutants. Quant au malade, l'absence d'obscurité, la télévision et la proximité relative du médecin fait que l'emploi de la télécommande ne paraît pas augmenter ses appréhensions ou ses réticences.

4 - COMMENTAIRES

L'existence de tables télécommandées comportent un ensemble électronique ou optico-électronique permettant au médecin d'observer en plein jour les temps radioscopiques de son examen, de déplacer le malade et de prendre les clichés en télécommandes, et de diminuer la dose instantanée nécessaire pour obtenir une image radioscopique. Toutefois, l'organisation et le déroulement d'un examen sur une table télécommandée sont différents de leurs équivalents en radioscopie conventionnelle sur un sélecteur et le but de notre travail est de comparer les doses délivrées au malade et au médecin pour différents types d'appareillages télécommandés ou non et comportant ou non un amplificateur de luminance. Nous avons donc cherché à effectuer des mesures comparatives entre des appareillages très différents qui couvrent pratiquement la plupart des systèmes actuellement disponibles.

5 - LES APPAREILLAGES TESTES DANS NOTRE ETUDE

Ils sont au nombre de 4 :

deux ne comportent pas d'amplificateur de luminance, deux sont des tables modernes équipées de modèles d'amplificateur différents :

A) Appareil n° I : Table Ile de France C.G.R.,

C'est un classique statif à sélecteur suspendu équipé d'une grille de rapport 9 et d'un écran 37 x 37. Cette table est équipée de deux tubes C.G.R. Juvenix. La commande des diaphragmes est manuelle. Le déplacement du sélecteur se fait également à la main.

En position de scopie la distance anode-plan de la table est de 39 cm.

B) Appareil n° 2 Table Caducée Massiot.

Cette table plus perfectionnée comporte une commande motorisée des mouvements du sélecteur et des diaphragmes. Elle est équipée de deux tubes.

La distance anode-plan de la table est de 46 cm.

C) Appareil n° 3 Table Massiot Stator 60.

C'est une table universelle non télécommandée et équipée de diaphragmes motorisés.

La distance anode-plan de la table en scopie est de 44 cm. A cette table est associé un amplificateur Philips de 22 cm. de diamètre avec caméra de télévision du type Plumbicon.

D) Appareil n° 4 Table C.G.R. Futurama.

Il s'agit d'une table télécommandée à déplacement longitudinal et transversal du plateau. Le diaphragme de scopie est automatique.

La distance anode-plan de la table, constante, est de 102 cm. Cette table est équipée d'un amplificateur à grand champ DELCALLY muni d'une caméra de télévision ISOCON.

Enfin une série de mesures a été effectuée avec une table C.G.R. FUTURALIX, de caractéristiques voisines de celles de la FUTURAMA, mais équipée d'un amplificateur simple de 22 cm. avec une caméra de télévision du type NORICON;

III

DOSIMETRIE

I - Problèmes généraux de dosimétrie.

L'évaluation du risque du aux radiations implique la mesure des doses délivrées à la peau, et aussi dans la mesure du possible, aux organes sensibles.

Cette évaluation ne peut être effectuée par un simple calcul à partir de l'intensité (mA) et de l'énergie (kV) du rayonnement.

Les mesures de BOTDEN ont montré que la dose émise pour un même kilovoltage affiché par des tubes différents pouvait varier dans des proportions de 1 à 5.

Ces résultats expliquent d'ailleurs la variété des tableaux de "constantes" d'un poste à l'autre. Nous avons vu plus haut (Chapitre II) quelles étaient les causes de ces variations.

Il n'est par contre pas nécessaire de mesurer les doses pendant chaque examen. Une évaluation du débit de dose d'un appareillage effectuée à plusieurs semaines d'intervalle montre que la variation pour des paramètres identiques est très faible.

Il conviendra donc de mesurer le débit de dose dans les conditions exactes d'un examen pour pouvoir étendre à d'autres examens effectués avec des temps de scopie différents, mais les autres conditions étant identiques, les mesures effectuées.

C'est cette solution que nous avons adoptée.

2 - Expression des résultats

La dose à la peau est l'évaluation la plus souple, et celle que l'on trouve le plus souvent dans la littérature.

Cette dose donne une notion intéressante de la quantité de rayons reçue mais peu d'informations sur l'irradiation réelle des organes sensibles ou même du volume corporel compris dans le champ.

La dose intégrale absorbée est une notion beaucoup plus précise, mais aussi plus difficile à mesurer (DUTREIX, TUBIANA) ; elle s'exprime en gr. rads.

La dose-surface est une manière plus simple d'approcher le problème du volume irradié.

Elle multiplie la dose-peau en R par la surface irradiée en cm^2 . Cette expression est actuellement largement adoptée dans les travaux récents (ARDRAN 1969).

Certains appareillages (Philips) reprennent la solution de MORGAN qui évalue directement les R.cm^2 au moyen d'une chambre plate à parois transparentes. Il est extrêmement souhaitable que l'emploi de ce type d'appareil se diffuse largement et devienne même quasi-systématique.

3 - Mesures réalisées dans notre travail.

Elles ont porté sur 3 paramètres : le temps de scopie,
la surface du champ,
le débit de dose.

a) L'évaluation de temps de scopie a été faite simplement à l'aide d'un chronomètre, sauf sur la table FUTURALIX dont le pupitre de commande est équipé d'une minuterie déclenchée automatiquement par la pédale de scopie.

On pouvait craindre que la présence du chronométrateur n'entraîne une surveillance accrue de la part du Médecin exécutant et une réduction du temps de scopie. Il n'en a rien été à quelques exceptions près, et les mesures faites en secret ou ouvertement n'ont pas donné de différences significatives.

b) L'évaluation du champ d'irradiation scopique.

Elle est simple dans le cas d'un diaphragme automatique (FUTURAMA, FUTURALIX) couvrant le champ de l'amplificateur. Dans les autres cas nous avons du apprécier l'ouverture moyenne sur l'écran de scopie.

c) Evaluation de la dose d'exposition.

Notre appareillage, fourni par le C.T.E.R., comportait un dosimètre PHILIPS universel, équipé d'une chambre d'ionisation type 37.480 pour la mesure du rayonnement direct et d'une chambre du type 37.488 pour l'évaluation du rayonnement diffusé.

Les mesures ont été faites dans les conditions exactes de géométrie et de diffusion d'un examen digestif au moyen d'un fantôme de paraffine de 16 cm. de haut et de 32 x 22 cm. de base, complété par des sacs de farine.

La reproductibilité des mesures a été vérifiée par plusieurs mesures successives.

d) Estimation de la dose aux gonades.

Elle a été faite de façon indirecte, n'étant pas l'objet principal de notre travail.

Les techniques de détermination employées sont celles de HELLER et de NIKL, qui permettent d'apprécier la dose gonade en fonction de la dose d'exposition et des limites du champ d'irradiation.

Les tableaux de FELDMAN et de REBOUL tirés de leur expérimentation permettent eux aussi de calculer la dose gonade à partir de l'irradiation cutanée.

IV

RESULTATS

Les résultats de nos mesures sont présentés ici sous forme de tableaux :

- Série I Transit gastro-duodéal

- a) en scopie conventionnelle
- b) avec amplificateur
- c) avec ampli et télécommande

- Série II Lavement baryté

- a) en scopie conventionnelle
- b) avec amplificateur
- c) avec ampli et télécommande.

Pour chaque mesure nous avons indiqué le type de l'appareil ; le temps de scopie, l'intensité et l'énergie des rayons X, la dose à la peau et enfin la dose d'exposition en R. cm.²

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
1 Dr T.	Transit gastro- duodé- nal	n°1 Ile de France GGR scopie standard	2mn12s	3,5	95	31,9 R	22.968 R/cm ²
2 Dr C.	T.G.D.	"	2mn11s	3,5	100	35,5 R	25.560 R.cm ²
3 Dr C.	T.G.D.	"	2mn32s	3	90	27,8 R	20.016
4 Dr C.	"	"	2mn05s	3	90	22,9 R	16.488
5 Dr B.	"	"	1mn26s	3	95	19,1 R	13.752
6 Dr B.	"	"	1mn48s	4	95	29,7 R	21.384
7 Dr B.	"	"	47s	2	95	6,3 R	4.436
8 Dr B.	"	"	50s	2	95	6,8 R	4.896
9 Dr Pl	"	"	2mn51s	3	95	35,6 R	25.632
10 Dr Pl	"	"	2mn27s	3	95	30,6 R	22.032
11 Dr Pl	"	"	3mn15s	3	95	40,6 R	29.232
12 Dr Pl	"	"	2mn04s	3	95	25,8 R	18.576
13 Dr K.	"	"	2mn13s	4	90	32,1 R	23.112
14 Dr Po	"	"	1mn21s	4	90	19,5 R	14.040
15 Dr Po	"	"	2mn23s	4	90	34,5 R	24.840

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I DrL.J.	Transit gas- tro duodéal	Ile de France n° 2 scopie standard	Imm 17s	3	70	2,5R	1800 R. cm ²
2 DrL.J.	T.G.D.	" "	2mn 10s	3	70	4,3R	3096
3 L.J.	"	" "	Imm 47s	3	80	5,3R	3816
4 L.J.	"	" "	Imm 50s	3	80	5,5	3960
5 L.J.	"	" "	2mn 06s	3	85	6,5	4680
6 L.J.	"	" "	2mn 30s	3	70	5	3600
7 L.J.	"	" "	3mn 12s	3	70	6,4	4608
8 L.J.	"	" "	Imm 55s	3	70	3,8	2736
9 L.J.	"	" "	Imm 56s	3	80	5,8	4176
10 L.J.	"	" "	2mn 12s	3	80	6,6	4752
11 L.J.	"	" "	3mn	3	80	9	6480
12 L.J.	"	" "	Imm 35ss	3	80	4,8	3456
13 L.J.	"	" "	2mn 20s	3	80	7	5040

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr D.	Transit gas- tro-duodénal	n° 3 Stator 60 Massiot	5mn 40s	0,5	100	6,8R	4.896 R.cm ²
2 Dr D.	T.G.D.	" "	2mn 46s	I	90	5,5	3.960
3 Dr D.	"	" "	3mn 08s	I	110	9,4	6768
4 Dr D.	"	" "	7mn 57s	I	100	20	14400
5 "	"	" "	2mn 26s	I	100	6	4320
6 "	"	" "	3mn 12s	I	90	6,3	4536
7 "	"	" "	1mn 24s	1,5	110	6,3	4536
8 "	"	" "	1mn 45s	I	90	3,5	2520
9 "	"	" "	7mn 21s	0,5	100	8,8	6336
10 "	"	" "	2mn 40s	0,5	90	2,6	1872
11 "	"	" "	6mn 52s	I	100	17,1	12312
12 "	"	" "	2mn 55s	I	100	7,2	5184
13 "	"	" "	2mn 57s	I	100	7,3	5256
14 "	"	" "	4mn 03s	I	100	10	7200
15 "	"	" "	6mn 48s	I	100	17	12240

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr D.	Transit gas- tro-duodéal	n° 4 Futurama- Delcalix	3mn 47s	I	90	5,6R	4.032 R.cm ²
2 Dr D.	T.G.D.	" "	7mn 04s	I	90	10,6	7632
3 Dr D.	"	" "	5mn 18s	I	90	7,9	5688
4 Dr D.	"	" "	9mn 48s	I	90	14,7	10584
5 Dr P.	"	" "	6mn 39s	I	90	9,9	7228
6 Dr P.	"	" "	6mn 43s	2	100	20	14400
7 Dr G.	"	" "	7mn 52s	I	90	11,8	8496
8 Dr G.	"	" "	5mn 20s	I	90	8	5760
9 Dr G.	"	" "	4mn 03s	I	90	6	4320
10 Dr J.	"	" "	7mn 06s	I	90	10,6	7632
11 Dr J.	"	" "	3mn 18s	I	90	4,9	3528
12 Dr Del	"	" "	9mn 16s	I	90	13,9	10008
13 Pr B.	"	" "	4mn 49s	I	90	7,2	5184
14 Pr B.	"	" "	4mn 57s	I	90	7,4	5328
15 Pr B.	"	" "	5mn 39s	I	90	8,4	6048

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose $\times .cm^2$
I Dr L.J.	Transit gas- tro-duodéal	N°4 bis Futuralix ampli de 22	2mn	2	75	3,2R	1094 R.cm ²
2 L.J.	T.G.D.	" "	3mn 10s	2	75	5 R	1710
3 L.J.	"	" "	1mn 17s	2	75	2 R	684
4 L.J.	"	" "	1mn 45s	2	75	2,8R	958
5 L.J.	"	" "	3mn 40s	2	75	5,8R	1984
6 L.J.	"	" "	2mn 55s	3	75	7 R	2394
7 L.J.	"	" "	1mn 30s	2	75	2,4R	820
8 L.J.	"	" "	3mn	2	80	6,6R	2257
9 L.J.	"	" "	2mn 47s	2	80	6,1R	2086
10 L.J.	"	" "	4mn	2	80	8,8R	3010
11 L.J.	"	" "	2mn 50s	2	80	6,2R	2120
12 L.J.	"	" "	3mn 16s	2	80	7,2R	2462
13 L.J.	"	" "	3mn 12s	2	80	7,1R	2428
14 L.J.	"	" "	2mn 27s	2	80	5,4R	1847

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr T.	Transit gas- tro-duodéal	Futuralix	2mn 42s	2	75	4,3R	1470 R.cm ²
2 T.	T.G.D.	" "	3mn 14s	3	80	17,6R	6020
3 T.	"	" "	2mn 27s	2	75	4 R	1368
4 T.	"	" "	1mn 52s	2	75	3 R	1026
5 T.	"	" "	4mn	2	75	6,4R	21889
6 T.	"	" "	3mn 04s	2	75	4,9R	1675
7 T.	"	" "	2mn 50s	2	75	4,5R	1539
8 T.	"	" "	3mn 50s	2	80	8,4R	2872
9 T.	"	" "	2mn 17s	2	80	5 R	1710
10 T.	"	" "	2mn 10s	2	80	4,8R	1642
11 T.	"	" "	3mn 12s	2	75	5,1R	1744
12 T.	"	" "	4mn 07s	2	75	6,5R	2223
13 T.	"	" "	2mn 17s	3	75	5,5R	1880
14 T.	"	" "	3mn 06s	3	75	7,4R	2530
15 T.	"	" "	4mn 10s	2	75	6,6R	2257

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr T.	Lavement baryté	Caducée Mas- siot Scopie standart	3mn 39s	5	110	31,1R	27990 R.cm ²
2 Dr T.	"	" "	4mn 13s	5	110	35,8R	32220 R.cm ²
3 Dr .	"	" "	3mn 16s	5	100	21,2	19080
4 Dr T.	"	" "	2mn 22s	5	100	15,3	13770
5 Dr T.	"	" "	4mn 01s	5	100	26,1	23490
6 Dr T.	"	" "	2mn 17s	3	100	9,1	8190
7 Dr T.	"	" "	6mn 52s	3	100	27,4	24660
8 Dr T.	"	" "	1mn 29s	5	100	9,6	8640
9 Dr T.	"	" "	2mn 05s	5	110	17,7	15930
10 Dr F.	"	" "	1mn 19s	3	110	5,9	5310
11 Dr F.	"	" "	1mn 25s	3	110	6,3	5670
12 Dr F.	"	" "	2mn 50s	3	110	12,7	11430
13 Dr E.	"	" "	1mn 14s	5	90	6,5	5850
14 Dr B.	"	" "	1mn 46s	5	110	14,8	13320
15 Dr G.	"	" "	1mn 14s	4	110	7,4	6660

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr L.J.	Lavement baryté	Ile de France n° 2 Scopie standart	2mn	3	85	6,2R	5580 R.cm ²
2 L.J.	"	" "	4mn 07s	3	85	12,7	11530
3 L.J.	"	" "	3mn 15s	3	85	10	9000
4 L.J.	"	" "	2mn 40s	3	85	8,2	7380
5 L.J.	"	" "	2mn 17s	3	85	7	6300
6 L.J.	"	" "	1mn 22s	3	80	4,1	3690
7 L.J.	"	" "	2mn 13s	3	80	6,6	5940

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr D.	Lavement baryté	Stator 60 Ampli 22	7mn 24s	I	100	18,5R	13320 R.cm ²
2 Dr D.	"	" "	4mn 50s	I	100	12	8640
3 Dr D.	"	" "	6mn 53s	I	100	17,2	12384
4 D.	"	" "	6mn 54s	0,5	100	8,2	5904
5 J.	"	" "	5mn 10s	I	100	12,9	9288
6 J.	"	" "	3mn 27s	0,5	100	4,1	2952
7 J.	"	" "	2mn 18s	0,5	100	2,7	1744
8 J.	"	" "	1mn 56s	I	100	4,8	3456
9 J.	"	" "	3mn 28s	I	100	8,6	61,92

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr D.	Lavement baryté	Futurama- Delcalix	3mn 53s	I	90	5,8R	5220 R.cm ²
2 D.	"	" "	5mn 27s	I	90	8,I	7290
3 Dr DC.	"	" "	7mn 35s	I	90	II,3	IOI70
4 Dr L.	"	" "	5mn 08s	I	90	7,7	6930
5 Dr Del	"	" "	5mn 17s	2	95	I5,8	I4220
6 Dr. J.	"	" "	4mn 24s	2	IOO	I3,2	II880
7 J.	"	" "	4mn 32s	I	90	6,8	6I20
8 Dr G.	"	" "	4mn 35s	I	90	6,8	6I20
9 G.	"	" "	4mn 22s	I	II0	8,7	7830
IO Pr B.	"	" "	3mn 28s	I	90	5,2	4680
II Pr B.	"	" "	6mn 35s	2	II0	23	20700
I2 Pr B.	"	" "	3mn 42s	I	90	5,5	4950
I3 Pr B.	"	" "	2mn 43s	I	II0	5,4	4860
I4 Pr B.	"	" "	3mn 34s	I	II0	7,I	6390
I5 Pr B.	"	" "	8mn 12s	I	II0	I6,4	I4760

36bis

Médecin	Examen	Appareil	Temps de scopie	mA	KV	Dose	Dose x cm ²
I Dr T.	Lavement baryté	Futuralix	6mn	3	80	I9,8R	6770 R.cm ²
2 T.	"	" "	4mn 30s	3	80	I4,8R	5062
3 T.	"	" "	5mn 10s	3	80	I7 R	5814
4 Dr LJ	"	" "	7mn 30s	3	90	54 R	I8468
5 L.J.	"	" "	4mn	3	80	I3,2R	4514
6 L.J.	"	" "	2mn 15s	3	80	7,4R	2530
7 L.J.	"	" "	3mn 22s	3	80	II R	3762
8 L.J.	"	" "	2mn 50s	3	80	9,3R	3180
9 L.J.	"	" "	3mn 35s	2	80	7,9R	2702
10 L.J.	"	" "	4mn	3	80	I3,2R	4514
II L.J.	"	" "	4mn 20s	2	80	9,5R	3249

COMMENTAIRES

L'examen de nos résultats montre l'intérêt d'un strict contrôle des conditions techniques d'exécution des radioscopies.

Il apparaît anormal que le Radiologiste ne connaisse ni les doses délivrées, ni les dangers particuliers qu'il fait subir aux malades examinés.

La diffusion d'appareils de mesure simples apparaît donc extrêmement souhaitable.

Mais nous voudrions également insister sur la variabilité considérable des doses des radiations d'un appareil à l'autre, et surtout pour un même appareil selon les habitudes du médecin, les facteurs techniques (mA, kV) où l'emploi d'un diaphragme automatique.

La connaissance de ces facteurs devrait permettre d'énoncer des règles simples destinées à provoquer une irradiation minimale sans nuire à la précision du diagnostic.

Nous étudierons donc successivement les différentes mesures et leurs variations, puis les estimations d'irradiation des gonades que l'on peut en déduire, et enfin, les recommandations destinées aux utilisateurs de la radioscopie.

I - LA DUREE DE RADIOSCOPIE AU COURS DES EXAMENS DIGESTIFS

a) Variations d'un médecin à l'autre.

Certains auteurs (ARDRAN, SPALDING) ont étudié la relation entre le nombre d'années d'expérience du Médecin et la durée de la radioscopie. On peut tirer de leurs évaluations la notion d'une réduction du temps de scopie pour les Médecins expérimentés (8 mn en 1ère année, 4 mn après 5 ans de radiologie).

Nos mesures, en ne comparant que les examens effectués sur le même appareil confirment cette donnée :

pour le transit gastro-duodéal :

externe 1ère année	3 mn 15 s en moyenne
attaché 3ème année	2 mn 17 s en moyenne
assistant 6 ans de radiologie	2 mn 08 s en moyenne

pour des examens en scopie conventionnelle (table Ile de France CGR).

Cependant cette décroissance est beaucoup moins nette sur les tables télécommandées :

Attaché 2ème année	4 mn 37 s en moyenne
Attaché 4ème année	6 mn en moyenne
Chef de Service	5 mn 12 s en moyenne.

Dans ce cas, et particulièrement avec les amplificateurs les plus perfectionnés, le désir de faire un diagnostic, et une analyse plus poussée de l'image scopique tendent à pousser les Radiologistes expérimentés à prolonger le temps de scopie.

b) Variations pour un même appareillage.

Employé par le même Médecin, ou des Médecins de formation identique, le même appareil est crédité de temps de scopie très voisins :

Ile de France I	2 mn 02 s
Ile de France 2	2 mn 08 s
Futuralix I	2 mn 42 s
Futuralix 2	3 mn 01 s

Il semble donc que le type de l'appareillage entraîne un certain "style" d'examen qui varie peu d'un établissement à l'autre pour une même éducation médicale. Nous verrons que les réglages modifient pourtant considérablement la dose, dans ces conditions.

c) Variations pour différents appareils.

Pour des médecins de formation comparable, les temps de scopie moyens étaient les suivants :

<u>estomac</u>	scopie conventionnelle (Ile de France)	2 mn 08 s
	ampli sans télécommande (Stator 60)	4 mn 20 s
	ampli 22 + télécommande (Futuralix)	3 mn 01 s
	ampli Dalcalix + télécommande (Futurama)	6 mn 01 s
<u>colon</u>	scopie conventionnelle (Caducée)	2 mn 40 s
	ampli sans télécommande (Stator 60)	4 mn 42 s
	ampli 22 + télécommande (Futuralix)	4 mn 19 s
	ampli Delcalix + télécommande (Futurama)	4 mn 54 s

Ces chiffres montrent que les durées de scopie les plus faibles sont toujours obtenues pour des appareils de scopie conventionnelle, aussi bien pour le transit gastro-duodénal que pour le lavement baryté.

L'emploi d'un amplificateur manipulé à la main (sur une table à sélecteur classique) double pratiquement le temps de scopie.

La télécommande avec un ampli classique diminue un peu la durée de scopie qui reste néanmoins plus élevée qu'en scopie conventionnelle à l'écran.

Quant au matériel le plus élaboré, comportant télécommande, amplificateur grand format et compensation de contraste, la durée de scopie y est toujours plus élevée, dépassant nettement les temps obtenus avec un amplificateur de diamètre 22 cm.

Ces données appellent quelques commentaires :

1°) La télécommande augmente la durée de scopie

La tentation est en effet très forte, pour un médecin bien protégé à son poste de commande, de contrôler tous les déplacements, contrages et incidences en continu. Le pied reste donc bloqué sur la pédale pendant de longues séquences, d'autant que la vitesse de déplacement des plateaux télécommandés est plus lente que celle d'un sélecteur bien équilibré et que la commande des diaphragmes à moteur ne permet pas un contrôle aussi instantané et précis que la commande manuelle.

L'étude attentive des gestes effectués par le médecin montre par ailleurs que toute modification du centrage ou de l'incidence du malade en scopie à l'écran se fait à la main ; le médecin plaçant alors ses mains derrière l'écran a le réflexe salutaire de couper la scopie, réflexe qu'il a tendance à perdre dans les centrages à distance en télécommande.

2°) Plus l'amplificateur est perfectionné, plus la scopie est longue.

Sur un écran classique, la scopie sert surtout au centrage, et rarement au diagnostic, car l'observation se fait dans des conditions inconfortables et la limite de visibilité des lésions est défavorable.

Les amplificateurs donnent des images beaucoup plus contrastées, plus brillantes, plus nettes (surtout si la dose est élevée) et la tendance, consciente ou non, est :

d'une part de passer plus de temps pour examiner une image plus riche, d'autre part de chercher à faire dès la scopie un diagnostic précis.

Ceci explique d'ailleurs que le temps de scopie soit plus long pour les examens pathologiques et les lésions fines.

Ce fait, déjà sensible avec les amplificateurs normaux, s'aggrave avec les amplificateurs électro-optiques à compensation de contraste. L'image est alors spectaculaire, les parties molles y sont mieux vues que sur les clichés. Il devient difficile de se contenter d'une étude sommaire et brève d'un ensemble si riche en informations.

Cette compensation de contraste par les caméras les plus perfectionnées (Isocon) diminue par ailleurs la dégradation de l'image par le diffusé, et n'impose plus en pratique la réduction du champ par les diaphragmes. Dans la plupart des cas, les examens faits avec cet appareillage étaient conduits presque entièrement avec le champ ouvert au maximum (33 x 33).

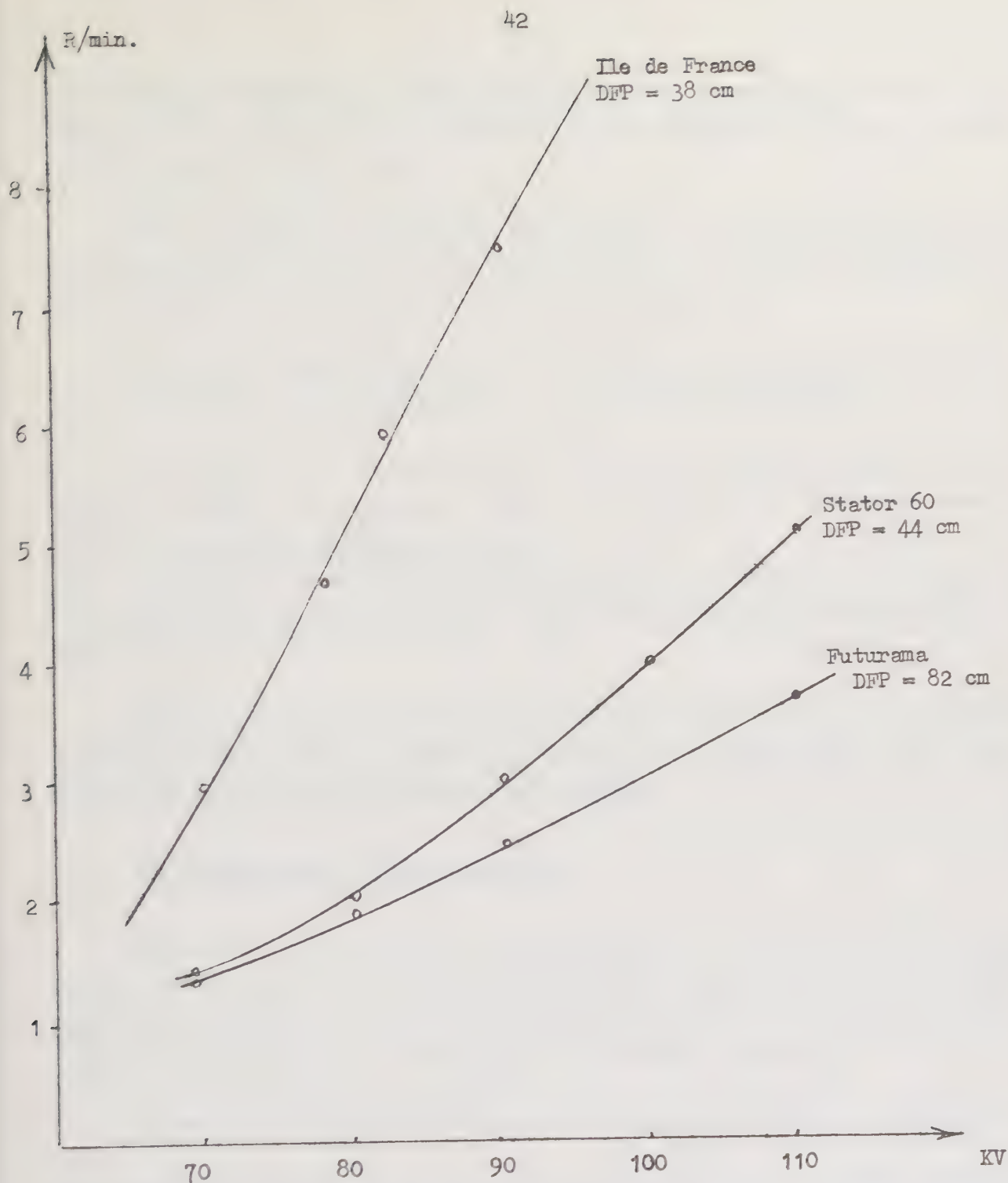
II - LE DEBIT DE DOSE DES DIFFERENTS APPAREILS

Nous avons choisi de le comparer pour une même intensité (2 mA) et dans les conditions réelles d'utilisation, c'est-à-dire en plaçant le dosimètre à la peau du malade.

Dans ces conditions, les débits de dose (fig. A) varient peu entre le Stator 60 et la Futurama bien que les DFP soient très différentes (82 cm. pour la Futurama, 44 cm. pour le Stator).

Cette faible différence de dose/mn tient à la filtration additionnelle par le plan de table du Stator 60 (ampli au dessus) alors que le rayonnement du tube de la Futurama n'est filtré que par le filtre du tube.

L'absorption par le matériau plastique lamifié qui constitue le plan de table est important, et d'autant plus que le kilovoltage est plus bas, ce qui



Débit de dose en R/min en fonction du kV à 2mA pour 3 appareils dans les conditions réelles d'utilisation.

FIGURE A

explique la convergence des deux courbes jusqu'à 80 kV et leur divergence au delà de 90 kV, domaine où l'éloignement du tube redevient un facteur dominant dans la diminution de la dose.

Quant à la table conventionnelle basculante non télécommandée (Ile de France), le débit de dose que l'on observe lors de son emploi est considérable, et 3 à 4 fois plus élevé qu'avec les autres appareils.

La courte distance foyer-peau (38 cm.) et la moindre diltration par le plan de table sont responsables de cette importante irradiation.

Nous pouvons donc conclure de nos mesures que le débit de dose le plus réduit est donné, à milliampères égaux, par l'emploi d'un statif télécommandé moderne tube au dessus ampli au dessous.

La configuration inverse se révèle beaucoup moins favorable, et la disposition d'une table basculante ancienne sans télécommande élève considérablement la dose à la peau.

Remarquons ici que ces variations sont uniquement liées à la disposition géométrique tube - table - malade, en dehors de toute réduction de dose liée à l'utilisation d'un amplificateur de luminance.

III - LES PERFORMANCES DE L'AMPLIFICATEUR

Nous avons vu que le gain de l'amplificateur de luminance (x 6000 en moyenne) apportait surtout la possibilité d'avoir une image lisible en plein jour mais que la réduction de dose était limitée par la fluctuation quantique, facteur de "fourmillement" de l'image pour les faibles intensités.

En pratique nous pouvons tirer de nos mesures les remarques suivantes :

- Le kilovoltage ne change pas avec ou sans amplificateur, et reste maintenu en général aux environs de 90 kV pour un transit gastro-duodéal et 100 kV pour un lavement baryté ;
- Les milliampères nécessaires tombent de 3 à 1 avec l'amplificateur, mais sont en fait souvent maintenus à 1,5 et même 2 mA pour obtenir une meilleure image sur l'écran de télévision.

Le "gain" de dose n'est dans ces conditions que de x 2 à x 3.

IV - LA DOSE A LA PEAU

La mesure intègre les deux facteurs précédemment étudiés : (temps de scopie et débit de dose) et la présence éventuelle d'un amplificateur de luminescence.

Nous l'avons exprimée en R à la peau et en dose-surface ($R.cm^2$) pour tenir compte du champ irradié.

a) Dose-peau

Le chiffre le plus élevé est, comme on pouvait s'y attendre, celui de la table basculante sans amplificateur. Un transit gastro-duodénal délivre en moyenne la dose considérable de 26 R malgré un temps de scopie limité (2mn02s).

L'emploi d'un amplificateur classique de 22 cm. réduit cette dose à 9 R.

L'amplificateur électro-optique Delcalix est un peu moins favorable :

10 R en moyenne sont nécessaires pour le transit gastro-duodénal.

Des valeurs analogues se retrouvent pour le lavement baryté (tableau III).

Examens	Appareil	Moyenne Temps de scopie	mA	KV	Moyenne DOSE	Moyenne DOSE x cm ²
T G D	Ile de France	2mn 02s	2 à 4	90à 100	26,5R	19080 (24 x 30)
T G D	Stator 60 Massiot	4mn 20s	0,5 à 1	90à 100	8,9R	6408 (24 x 30)
T G D	Futurama Delcalix	6mn 01s	1	90	9,8R	7056 (24 x 30)
T G D	Futuralix	3mn 01s	2	<u>75</u>	6,3R	2143 Rcm ² (18,5 x 18,5)
L.B.	Caducée Mossiot	2mn 40s	3à 5	90à 110	16,4R	14760 (30 x 30)
L.B.	Stator 60 Massiot	4mn 42s	0,5 à 1	100	9,9R	7128 (30 x 30)
L.B.	Futurama	4mn 54s	1 à 1,1	90à 110	9,8R	8820 (30 x 30)

TABLEAU III

b) La dose-surface

Atteignant 19080 R. cm^2 pour la table de scopie conventionnelle, la dose surface n'est plus que de 6408 R. cm^2 pour un amplificateur classique sans diaphragme automatique, et seulement 2143 R. cm^2 pour une table moderne avec amplificateur classique parfaitement réglé et employé avec diaphragme automatique. de 18,5 x 18,5 à la peau (23 x 23 sur l'amplificateur).

Un amplificateur bien réglé et employé intentionnellement avec une tension modérée (80 kV) permet donc de diminuer de 10 fois la dose de scopie.

La dose remonte nettement avec l'amplificateur grand champ Delcalix (7056 R. cm^2).

c) Remarques

Les valeurs que nous avons relevées sont nettement supérieures, en moyenne, à celles précédemment publiées : les grandes variations introduites par la géométrie de la table et le réglage de l'amplificateur en sont sans doute responsables.

Les paramètres (kV et mA) employés de façon courante dans nos services hospitaliers sont très supérieurs à ceux que l'on retrouve chez les auteurs précédemment cités (ARDRAN, SASAKI) ; nous pensons que ce fait vient du désir d'obtenir une "belle image scopique" dans l'espoir de faire un diagnostic immédiat.

Or la qualité de l'image sur un amplificateur dépend étroitement de la dose reçue, en raison en particulier de la fluctuation quantique. Si l'on accepte une image médiocre, suffisante pour le centrage mais comportant peu de détails fins, la dose peut être par contre considérablement réduite.

Dans les conditions habituelles, et non dans l'idéal, la réduction de dose par l'emploi d'un amplificateur n'est que dans un facteur de 1/2, et parfois moins.

Il faut 14.700 R. cm^2 pour faire un examen du colon sans amplificateur, et 9000 R. cm^2 avec la télécommande et un Delcalix. Le gain est modeste, comparé aux promesses de la méthode !

V - DOSES GONADES

Nous les avons évaluées à partir des tableaux de REBOUL et de FELDMAN dont les calculs correspondent avec les calculs de NIKL. Les résultats obtenus sont les suivants :

T.G.D.	dose-peau	gonades hommes	gonades femmes
scopie standard	26 R.	600 mR	1300 mR
ampli 22	9 R.	220 mR	500 mR
ampli 33	10 R.	250 mR	600 mR
L.B.			
scopie standard.	17 R	1500 mR	700 mR
ampli 22	10 R	450 mR	500 mR
ampli 33	10 R	500 mR	600 mR

Ces chiffres appellent les commentaires suivants :

- Ils sont nettement plus élevés que les valeurs admises par de nombreux auteurs, mais paraissent bien correspondre à l'irradiation réelle, compte tenu de l'ouverture du champ.

- Les amplificateurs à grand champ (Delcalix) irradient directement les testicules pendant un temps important de l'examen, surtout pour le colon.

- Le lavement baryté délivre des doses très importantes.

VI - DOSES DIFFUSEES. DOSES AUX MEDECINS.

Les mesures de la dose diffusée que nous avons pu effectuer en plaçant le dosimètre à 15 cm sur le bord du champ d'irradiation, montre que pour la plupart des appareillages la dose latérale est faible. Néanmoins, on note l'existence d'un débit de 20 milliroentgens en moyenne sur les appareillages de scopie conventionnelle. Cette dose correspond sensiblement à celle que reçoit le médecin ou le manipulateur placé sur le bord de l'appareil. Par contre, il est certain que les appareils de radioscopie-télévisée en télécommande entraînent une réduction complète de la dose d'irradiation du médecin qui est complètement et totalement protégé. En somme, la protection du médecin avec les appareillages télécommandés apparaît actuellement totale et constitue une des indications de la diffusion de leur emploi

VII - COMMENT LIMITER L'IRRADIATION RADIOSCOPIQUE

Divers éléments doivent être envisagés : l'éducation du médecin, les facteurs techniques et le contrôle des irradiations.

1) L'éducation des médecins.

Elle doit être extrêmement stricte, et tout nouvel Interne ou nouvel Externe à qui un poste de radiodiagnostic est confié doit être prévenu des dangers de la radioscopie pour le malade, des doses délivrées aux différents kilovoltages et de la nécessité de pratiquer des scopies courtes, par flashes espacés et non par une surveillance continue au cours des déplacements du malade. Une expérience de ce type a montré qu'il était possible de diminuer de moitié le temps moyen de scopie avec un appareillage télécommandé. (de 4 mn à 2,08 mn).

2) Facteurs techniques.

Ces facteurs porteront essentiellement sur les tables : il semble actuellement que la vitesse de déplacement du plateau en télécommande ne soit pas adapté à un centrage aussi rapide que le centrage manuel. Une révision de ces données apparaît donc utile. De même la vitesse de commande des diaphragmes doit être améliorée pour permettre un contrôle à la fois plus rapide et plus précis du champ d'irradiation. Enfin, on donnera la préférence à des tables

dont la distance foyer-peau demeure élevée, et en particulier aux tables dont la configuration maintient l'amplificateur au-dessous du plan, et le tube au-dessus du malade. Dans ces conditions en effet, la distance foyer-peau est de l'ordre de 80 cm alors qu'elle n'est que de 44 cm avec la configuration inverse. D'autre part l'épaisseur des plans de table apparaît actuellement excessive. L'obligation de créer des plateaux creux a entraîné, pour maintenir la rigidité un accroissement de l'épaisseur de la matière plastique qui devient un facteur absorbant inutile assez important au dessous de 80 kV. Les amplificateurs de luminance posent des problèmes particuliers. Il semble nécessaire lorsqu'on emploie un amplificateur à grand champ de type électro-optique de contrôler soigneusement les dimensions du champ irradié, et en particulier l'irradiation éventuelle des gonades. Un autre facteur tient au fait que les diaphragmes automatiques montés sur les tables modernes sont carrés et représentent le carré circonscrit au cercle de l'écran d'entrée de l'amplificateur. Dans ces conditions, près de 30 % du champ irradié ne contribue pas à la formation de l'image, l'adjonction de champs circulaires, de diaphragmes circulaires est certainement une solution à employer de façon systématique.

Les constantes employées avec les amplificateurs de luminance sont dans la plupart des cas que nous avons pu examiner trop élevées, et la tendance des médecins est d'obtenir la meilleure image possible aux dépens malheureusement de l'irradiation en augmentant les milliampères et les kV. Il faut savoir qu'il est possible de diminuer considérablement par un facteur de 2 à 3 les doses délivrées à condition de savoir se contenter d'une image relativement médiocre, mais néanmoins suffisante pour le centrage.

Le problème de la filtration du tube est lié à celui de l'énergie du rayonnement employé. Il est certain que l'on peut obtenir une diminution de l'irradiation du malade en augmentant la pénétration du rayonnement (kV) ou en filtrant ce rayonnement. Néanmoins, dans ces conditions, le rayonnement diffusé augmente légèrement et en particulier l'irradiation aux gonades féminines lors-

qu'elles sont situées sur le bord du champ d'irradiation. Il apparaît néanmoins souhaitable de maintenir une filtration suffisante (au moins 2 mm d'aluminium) et de travailler à des kilovostages relativement élevés (80 à 100 kV) avec le minimum de milli ampères.

Le dernier point technique sur lequel des progrès doivent être apportés tient au contrôle des temps de radioscopie. Ce contrôle est actuellement assuré sur certains pupitres de commande par une minuterie incorporée, déclanchée automatiquement par le temps de scopie. Cet appareillage devrait être obligatoire. Les appareils actuels ne comportent qu'une sonnerie à la cinquième minute. Il apparaît souhaitable de transformer cette alarme par un double système de pré-alarme à 3 mn, et d'alarme avec coupure à 5 minutes.

3) Le contrôle de l'irradiation.

Quelles que soient les précautions techniques employées, l'irradiation demeure, et il peut apparaître nécessaire dans certains cas, (femmes et surtout enfants) de mesurer de façon continue la dose délivrée au cours des examens radioscopiques.

Deux solutions sont possibles :

- soit un dosimètre installé en permanence sur le champ d'irradiation au niveau de la peau du malade, cette solution ne donnant que la dose à la peau,

- soit une chambre d'ionisation, tel que le diagnostic X - Ray Monitor Philips, placée à la sortie du tube, à parois transparentes et qui donne de façon continue la dose d'exposition en R. cm² en intégrant directement débit de doses et surface irradiée. On remarquera toutefois que c'est l'ouverture totale du diaphragme qui est alors mesurée et non forcément la surface irradiée sur le corps du patient.

CONCLUSIONS

Les progrès techniques considérables du radiodiagnostic ont très largement augmenté les commodités et la rapidité des examens radiologiques. Le confort du malade et celui du radiologiste ont été améliorés par la suppression de l'obscurité pour les temps de radioscopie et les nombreux progrès mécaniques et électroniques des tables télécommandées.

Cependant, ces progrès ne vont pas sans quelques inconvénients et un certain nombre de limitations demeurent. Nos mesures nous permettent d'énoncer les points suivants :

1) Opposé au gain de luminance, qui est actuellement de 6000 à 9000 pour les amplificateurs modernes, la dose, pour un même examen, n'est inférieure que de 2 à 3 fois avec les meilleurs amplificateurs actuels.

2) L'amplificateur de luminance diminue la dose reçue à la peau par minute de radioscopie : cette dose est de 13 R/min en moyenne pour la radioscopie conventionnelle, d'un transit gastro-duodéal. Elle tombe à 2 R/min avec un amplificateur de luminance classique, et à 1,7 R/min avec un amplificateur optico-électronique associé à une caméra orthicon perfectionnée.

3) Toutes nos mesures ont montré une tendance à l'augmentation du temps de scopie, pour un même examen, lorsque l'on passe de la radioscopie conventionnelle à l'écran à la radioscopie télévisée. Dans ces conditions, les doses à la peau que reçoit le malade ne sont pas négligeables, et approchent celles de la scopie conventionnelle. La télécommande assure par contre une protection totale du médecin et de ses assistants.

4) L'évaluation des doses aux organes génitaux montre que, même avec l'amplificateur de luminance, l'irradiation des gonades atteint une certaine importance, en moyenne pour un transit gastro-duodénal 250 mR chez l'homme et 500 mR aux ovaires chez la femme.

5) L'absu de radioscopie présente par ailleurs de graves dangers pour les appareillages, en créant sur les anodes des surcharges causes de destruction de tubes à rayons X qui paraissent particulièrement fréquentes avec les appareillages modernes télécommandés.

6) Il paraît important, dans ces conditions, de tenter de limiter ces irradiations par les moyens suivants :

- montage obligatoire d'un compteur de temps de scopie sur tous les pupitres de commande, avec alerte à la 4ème minute et coupure automatique à la 5ème minute. Ce dispositif existe déjà sur les appareils Allemands.
- montage d'un dosimètre évaluant en continu la dose délivrée par un examen, dose qui pourrait être reportée sur un carnet d'irradiation.
- éducation des médecins afin de leur rappeler que la scopie ne doit être qu'une méthode de repérage et d'étude dynamique et non une recherche systématique de diagnostic.
- recherches technologiques pour améliorer le rendement du système amplificateur et des caméras de télévision dans les limites imposées par la fluctuation quantique.

Les alarmes excessives de la précédente décennie ont fait place à un optimisme raisonnable. Encore faut-il se garder des imprudences que favorisent la commodité d'emploi des nouveaux matériels radiologiques.

Au seul prix d'une vigilance accrue, la progression constante de la consommation radiologique peut ne pas se traduire par une augmentation parallèle des doses reçues par la population.

Vu, le Président de Thèse :

Vu, le Doyen de la Faculté :

Professeur J. LEFEBVRE

Professeur G. BROUET

Vu et Permis d'Imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris

G. MALLET

BIBLIOGRAPHIE

1 - AIRTH

Routine incident radiation dosage measurement in barium meal examination.

Brit. J. Radiol. 1959, 32, 61-64.

2 - ARDRAN G.M., EMRYS ROBERTS E., KEMP F.M.

The duration of fluoroscopic examination.

Brit. J. Radiol. 1957, 30, 381.

3 - ARDRAN G.M., CROOKS H.E.

Gonad radiation dose from diagnostic procedures.

Brit. J. Radiol. 1957, 30, 295.

4 - ARDRAN G.M.

Patient dose received during fluoroscopy
in Television diagnos. radiol.

by Aesculapius Pub. Co. U.S.A. Birmingham 1969, 174-184.

5 - ARNAL N.L., PYCHLAU H.

Die strahlenbelastung des Patienten bei roentgendiagnostischen Untersuchungen.

Fortschr. Röntgenstr. 1961, 95, 323-335.

6 - ARNAL N.L., PYCHLAU H.

Die strahlenbelastung des Patienten bei röntgendiagnostischen Untersuchungen.

Arztl. Fortschr. 1962, 96, 247.

7 - BILLINGS M.S., NORMAN A., GREENFIELD M.A.

Gonade dose during routine röntgenography.

Radiology, 1957, 69, 37-41.

8 - BISCHOFF K.

Die bedeutung des Röntgenfernsehen für eine Erweiterung des Durchleuchtungseinsatzes in der medizinischen Diagnostik.

Forstschritte a.d. Geb. Röntgenstr. 1961, 95, 104-123.

9 - BOTDEN P.J.M.

Some aspects of X Ray Television from radiation source to observer.
in Television diagnos. Radiol.

by Aesculapius Pub. Co. U.S.A., Birmingham 1969, 89, 102.

10 - BOURDON R., BISMUTH V.

Radiologie et télévision. Gazette Med. Fr. 1962, 69, 3199-3206.

II - CHANTEUR J., MORONI J.P.

Note relative à la détermination des doses d'exposition au niveau des opérateurs au cours de certains examens radiologiques per-opératoires.
Ann. Radiol. 1962 5 (5/6) 371-377.

I2 - CHASSAGNE D., DUTREIX A., GASIOROWSKI M., NAHUM M., PEREZ R. et TUBIANA M.

Doses reçues au niveau des gonades au cours d'examens radiologiques pratiqués chez l'enfant.
Ann. Radiol. 1958 I 233-246.

I3 - CHASSAGNE D.

Contribution à l'étude des doses reçues au cours des examens radiologiques.
Thèse. Paris. 1959.

14 - CHERIGIE E., LEFEBVRE J.

Automation et Radio-diagnostic. Ann. Radiol. 1959 II (11-12), 805-807.

I5 - CHERIGIE E., PROUX Ch.

L'amplificateur de brillance et ses applications.
Ann. Radiol. 1958 I 163-177.

I6 - COLIEZ R., DESGREZ H., DOGNON A.

La protection contre les radiations ionisantes. Enquêtes dans les services hospitaliers.
Bull. Ac. Nat. Med. 1958 42 335-338.

I7 - COOLEY R.N., DEENTJES L.B.

Weighted Gonadal Diagnostic Roentgen-Ray Dose in a Teaching Hospital with Comments on X-Ray Dosages to the general Population of the United States.
Amer. J. Roentgenol. 1964 92(2) 404-417.

I8 - DESGREZ H., NOIX M.

Les Amplificateurs de brillance, leur intérêt en radiologie.
J. Radiol. 1957 38 696-710.

I9 - DESPREZ R.

Les fluctuations quantiques en radiocinématographie.
Radiog. et Photog. Med. (Kodak) 1964 2 17-23.

20 - DUTREIX A., TUBIANA M.

Evaluation de la dose intégrale dans un volume de dimensions finies, homogène, de densité I
Ann. Radiol. 1959 2 383-388.

2I - EDHOLM P., FERNSTROM I., LINDBLOM K., SELDINGER S.I.

Roentgen Television in practice.
Acta Radiol. Suppl. Stockholm 1962 216.

22 - EPP E.R., HESLIN J.M., WEISS H., LAUGHLIN J.S., SHERMAN R.S.

Measurement of Bone Marrow and Gonadal Dose from X-ray examination of the Pervis, Hip and Spine as a Fonction of Field Size, Tube kilovol-tage and added Filtration.

Brit. J. Radiol. 1963 36 (424) 247-265.

23 - FELDMAN A., BABCOCK G.C., LANIER R.R.

Gonadal exposure dose from diagnostic X-ray procedures.

Radiology 1958 71 197-207.

24 - FENDEL H.

First experience with the videotape recorder in television fluoroscopy with special references on radiation-exposure.

Ann. Radiol. 1969 8 288-291.

25 - FENDEL H., GOEBEL W.

Radiation exposure of infants in the radiological examination of the hip.

Ann. Radiol. 1968 11 (5-6) 282-287.

26 - FISCHGOLD H.

Evolution technique du radiodiagnostic

Revue Siemens SRW 1964 23 16-18.

27 - FRIEDEL H.L., GREGG E.C.

Radiologic and allied procedures from the point of view of information content and visual perception.

Amer. J. Roentgenol. 1965 94 719-732.

28 - GARRETT R.

Dose Measurement Technics for Diagnostic Procedures.

Radiology 1958 71 216-222.

29 - GLASSER O., QUIMBY E.H., TAYLOR L.S., WEATHERWAX J.L. et MORGAN R.H.

Physical Foundations of Radiology

Hoeber Harp 1961 11 61

30 - HALE J., KUSNER D.B., GORSON R.O., BARTSCH J.R.

Radiation safety evaluation of fluoroscopes

Radiology 1956 71 249-254.

31 - HAMMER-JACOBSEN E.

Gonad Doses in Diagnostic Radiology

Journ. Belge de radiologie 1961 44 253.

32 - HAY G.A.

Quantitative aspects of television techniques in diagnostic radiology.

Brit. J. Radiol. 1958 31 611-618.

33 - HAYBITTLE J.L.

The effects of field size on the dose to the patient in diagnostic radiology.
Radiology 1953 60 (2) 186.

34 - HAYBITTLE J.L.

The effects of field size on the dose to the patient in diagnostic radiology.
Brit. J. Radiol. 1957 30 663-665.

35 - HELLER M.B., TERDIMAN J.F., PASTERNAK B.S.

A procedure for calculation of gonadal X Ray dose in diagnostic radiography.
Brit. J. Radiol. 1966 39 (465) 686-692.

36 - HERSTEL W.

L'influence de la position du tube de rayons X sur la dose-gonades et le rayonnement diffusé.
Ann. Radiol. 1965 8 (I-2) 87-91.

37 - HODGES P.C.

The radiologist look at radiation hazards.
Radiology 1959 72 481-488.

38 - HUC M.

Le contrôle de la protection du personnel contre les radiations dans les services d'électroradiologie.
Mem. CES. Radiol. Paris 1950.

39 - ISTIN J.

Doses gonades en radiodiagnostic
Thèse Bordeaux 1958.

40 - JANKER R.

Doses in radiodiagnostic.
Röntgenblätter 1959 9 137-152.

41 - JANOWER M.L.

Technological needs for reduction of patient dosage from diagnostic radiology.
C.C. Thomas édit. Springfield (III) 1963.

42 - JOHANNSON-UNNERUS C.E., HOLSTI L.R., RYTILA A.

Reduction of the radiation doses to the gonades in X Ray diagnosis.
Ann. Med. Int. Fe. 1959 48-71.

43 - LARSSON E.E.

Radiations doses to patient and personnel in modern roentgen-diagnostic work.

Acta. Radiol. 1956 46 680.

44 - LAUGIER A.J.

Le risque radiologique.

Thèse. Paris 1962.

45 - LAUGIER A.J.

Contribution à l'étude de l'irradiation des nourrissons lors de l'examen radiologique de leur estomac.

Mem. Certificat d'E.R. Paris 1962.

46 - LAVAL-JEANTET M.

La fonction de transfert de modulation en radiologie.

J. Radiol. Electrol. 1965 46 (10) 665-667

47 - LEFEBVRE J., SERRA R.

A propos des doses de rayons X reçues par les enfants au cours des examens radiologiques.

Arch. Fr. Pédiatrie 1957 14 293.

48 - LINCOLN T.A., GUPTON E.D.

Radiation Doses in Diagnostic X-Ray Procedures

Radiology 1958 71 208-215.

49 - MARTIN J.M.

Radiation doses received skin of patient during routine diagnostic X Ray examination.

Radiology 1948 14 157-161.

50 - MATSUDA H., TAKAI G., INUI Y., NINOMIYA K.

Studies on Application of Remote Control X Ray television installation for Examination of the Stomach and Duodenum.

Amer. J. Roentgenol. 1967 100 (3) 711-716.

51 - MEYERS P.H., BARR R.W.

Reduction of radiation to the Patient during Fluoroscopy. A correlative Study of the image Brightness with the Amount of Radiation to the Patient in Roentgens per Minute at Table top Using the Westinghouse image Amplifier.

Amer. J. Roentgenol. 1959 82 (6) 1076-1080.

52 - MILLER E.R., KAFAFIAN B.S., MADDISON F.E.

Patient Exposure During Fluoroscopy

Radiology 1963 80 477.

53 - MORGAN R.H., GEHRET J.C.

The radiant Energy Received by Patients in Diagnostic X Ray Practice.
Amer. J. Roentgenol 1966 97 (3) 793-810.

54 - MORGAN R.G.

Visual Perception in Fluoroscopy and Radiography.
Radiology 1966 86 403-416.

55 - MOSELEY R.D., RUST J.H.

Diagnostic radiologic instrumentation
C.C. Thomas Springfield 1965.

56 - MOSELEY R.D., RUST J.H.

Television in diagnostic radiology
Aisculapius. Publ. Birmingham. U.S.A. 1969.

57 - NIKL I.

The effect of X Ray quality and Ovarian Location on Genetic Exposure
in Gynaecological Examination.
Brit. J. Radiol. 1966 39 (464) 607-611

58 - NOIX M.

La télévision Radiologique.
Doin et Cie Paris 1962.

59 - NORWOOD W.D., HEALY J.W., DONALDSON E.E.

The gonadal Radiation Dose Received by the People of a small
American city Due to the Diagnostic Use of Roentgen Rays.
Amer. J. Roentgenol 1959 82 (6) 1081-1097.

60 - PIZON P.

La protection en radiologie médicale
Presse Med. 1957 65 849-859.

61 - REBOUL J., TAVERNIER J., DELORME G., ISTIN Y., SORIN J.

Doses gonades résultant de l'utilisation des radiations ionisantes.
en France.

61bis- Ann. Radiol. 1959 2 (3/4) 179-196
1959 2 (7/8) 571-584

62 - REINSMA K.

The evaluation of the integral absorbed doses in diagnostic
roentgenology
Medica Mundi 1959 5 41-46.

63 - SANDERS A.P., SHARPE K., CAHOON J.B., REEVES R.J.

Radiation dose to the skin in roentgen diagnostic procedures Optium
K V P and tissue measurement techniques
Am. J. Roentgenol 1960 84 359-368.

64 - SASAKI T.

Study about the duration of fluoroscopy when using conventional screen fluoroscopy and X Ray television fluoroscopy.
in Television diagnos. Radiol.
by Aesculapius Pub. Co. U.S.A., Birmingham 1969, 185-187.

65 - SAUVEGRAIN J., SERRA R.

La protection du radiologiste et de son malade en radio-diagnostic
Concours Médical. 1957 79 4959.

66 - SEELENTAG W.

Die Strahlenbelastung des Patienten in der röntgendiagnostik, ihre Höhe, variabilität und Bedeutung.
Deuts. Med. Woch. 1961 86 2513-2523.

67 - SPALDING C.K., COWING R.F.

A survey of exposures received by hospitalized patients during routine diagnostic X ray procedures
Radiology 1964 82 113.

68 - STIEVE F.E.

Bildgüte in der Radiologie
G. Fischer. Stuttgart 1966.

69 - TER POGOSSIAN M.

The Physical aspects of diagnostic radiology
Hoeler Edit. N.Y. 1967.

70 - TUBIANA M.

Dangers des radiations ionisantes
Rev. Ens. Sup. 1958 III-123.

71 - TUBIANA M., LAUGIER A.

Les examens radiologiques présentent-ils un risque.
Revue Fr. Clin. et Biol. 1959 4 987-995.

72 - TRUCHOT P., BODSON M., FOURNIER J.J.

Accroissement du champ des amplificateurs de luminance. Tubes français de 16 et 22 cm. de diamètre.
J. Radiol. Electrol. 1960 41 (6-7) 390-394.

73 - VERCY A., DEBERGH P., DESTREE A.

Mesures des doses reçues aux glandes génitales en radio-diagnostic.
J. Belge Radiol. 1955 3 430.

74 - VILLAUME C.

Evaluation de l'exposition totale des patients aux radiations dans les méthodes de radiodiagnostic médicaux.
Bull. Gevaert 1968 14-18.

75 - YOSHINAGA H., TAKESHITA K., SAWADA S., RUSSELL J., ANTOKU S.

Estimation of exposures Pattern and Bone Marrow and Gonadal Doses during Fluoroscopy.
Brit. J. Radiol. 1967 40 (473) 344-349.

